

Requested document:	DE19542419 click here to view the pdf document
---------------------	--

High frequency surgical generator for tissue differentiation

Patent Number: DE19542419
Publication date: 1997-05-15
Inventor(s): LINDENMEIER HEINZ PROF DR ING (DE); FASTENMEIER KARL PROF DR ING (DE); THIEL CHRISTIAN DR ING (DE)
Applicant(s): LINDENMEIER HEINZ (DE); FASTENMEIER KARL (DE); THIEL CHRISTIAN DR ING (DE)
Requested Patent: ☐ [DE19542419](#)
Application Number: DE19951042419 19951114
Priority Number (s): DE19951042419 19951114
IPC Classification: H03L5/00; H03B1/02; A61B17/39
EC Classification: [A61B18/12G](#), [H03B1/02](#), [H03L5/00](#)
Equivalents:

Abstract

The generator has a control (1) for adjusting the instantaneous effective value (U) of the generator output voltage (u(t)). The generator has a first measuring apparatus (3) for the instantaneous value of the output value with high time resolution, transmitting a corresponding output signal. A second measuring apparatus (4) measures the instantaneous value of the generator output current (i(t)) with high time resolution, almost synchronously with the first apparatus. It also transmits a corresponding output signal. An evaluator with a computer characteristic (5) receives the output signals of the two measuring apparatus and evaluates the current-voltage characteristic before delivering an output signal (12) characteristic for the tissue type.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 195 42 419 A 1**

⑤ Int. Cl.⁶:
H 03 L 5/00
H 03 B 1/02
A 61 B 17/39

⑲ Aktenzeichen: 195 42 419.0
⑳ Anmeldetag: 14. 11. 95
㉑ Offenlegungstag: 15. 5. 97

DE 195 42 419 A 1

⑦① **Anmelder:**

Fastenmeier, Karl, Prof. Dr.-Ing., 81739 München,
DE; Lindenmeier, Heinz, Prof. Dr.-Ing., 82152
Planegg, DE; Thiel, Christian, Dr.-Ing., 83098
Brannenburg, DE

⑦④ **Vertreter:**

Lindenmeier, H., Prof.Dr.-Ing., 82152 Planegg

⑦② **Erfinder:**

gleich Anmelder

⑤④ **Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie mit Gewebedifferenzierung**

⑤⑦ **Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie mit Gewebedifferenzierung.**

Beim Schneiden biologischen Gewebes mit Hochfrequenzstrom differenziert der Hochfrequenzgenerator anhand der an seinem Ausgang meßbaren elektrischen Signale unterschiedliche Gewebearten.

Mit Hilfe zweier Meßeinrichtungen wird die Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden ermittelt. Dieser werden verschiedene gewebeselektive Kenngrößen entnommen. Mit Hilfe einer Auswerteeinrichtung und beispielsweise den Verfahren der Mustererkennung werden die unterschiedlichen Kenngrößen bewertet und zu einem Ausgangssignal kombiniert, das typisch für die gerade geschnittene Gewebeart ist. Plötzliche und dauerhafte Änderungen der momentan geschnittenen Gewebeart werden erkannt, angezeigt und/oder führen zu einem Abschalten des Generators.

Mit diesem Hochfrequenzgenerator ist es beispielsweise möglich zu vermeiden, daß der Operateur aus Versehen in ein Gewebe hineinschneidet, das eigentlich nicht geschnitten werden soll.

DE 195 42 419 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNESDRUCKEREI 03. 97 702 020/559

8/24

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf einen Hochfrequenz-generator für die Hochfrequenzchirurgie entsprechend dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Fließt ein, mit Hilfe eines Hochfrequenzgenerators eingespeister, hochfrequenter Strom durch biologisches Gewebe, so führt er in diesem verlustbehafteten Medium zu einer Erwärmung, die mit der Stromdichte einhergeht. Verteilt sich der Strom ausgehend von einer kleinflächigen Elektrode (Koagulations- oder Schneidelektrode) in die Tiefe des Gewebes hinein, so erhält man die stärkste Erwärmung unmittelbar an der Elektrode, da dort die höchste Stromdichte auftritt. Die Erwärmung nimmt in die Tiefe des Gewebes hinein ab. Wird das Gewebe über ca. 60°C erhitzt, kommt es zu einer irreversiblen Schädigung, der sogenannten Koagulation. Bei einer Erhitzung über den Siedepunkt der Gewebeflüssigkeit hinaus verdampft diese und es bildet sich eine Dampfschicht um die Elektrode, die diese vom Gewebe isoliert. Ist die Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators groß genug, so wird die isolierende Dampfschicht von Lichtbögen durchschlagen. Am Auftreffpunkt der Lichtbögen kommt es wegen der hohen Stromdichte zu einem schlagartigen Verdampfen der Gewebeflüssigkeit und die Zellstruktur wird aufgerissen. Ist die insgesamt eingespeiste Hochfrequenzleistung groß genug, so kann die Elektrode durch das Gewebe bewegt werden und man spricht vom Schneiden. Wissenschaftliche Untersuchungen der Erfinder zeigen, daß das Vorhandensein einer elektrodenumfassenden Dampfschicht eine notwendige Bedingung zum Schneiden darstellt. Aufgrund der hohen Energiedichte am Auftreffpunkt eines Lichtbogens auf der Gewebeoberfläche werden die, im Gewebe enthaltenen Eiweißmoleküle abgebaut und es entsteht neben verschiedenen Zwischenabbauprodukten auch Kohlenstoff. Man spricht von einer Karbonisation, die aus medizinischer Sicht wegen der toxischen und teilweise karzinogenen Zwischenabbauprodukte sehr bedenklich ist. Da das Schneiden mit HF-Strom auf dessen thermischer Wirkung beruht und bei wesentlich höheren Temperaturen erfolgt, als zur Koagulation erforderlich sind, ist es verständlich, daß der eigentliche Trennvorgang immer auch mit einer Koagulation und oftmals sogar mit einer Karbonisation der Schnittländer verbunden ist. Bei vielen Anwendungen ist eine Koagulation der Schnittländer aufgrund der damit einhergehenden Blutstillung im Gegensatz zu einer Karbonisation gewünscht. Anwendungen, bei denen das Auftreten von Koagulationen zumindest nicht stört bilden nahezu ausnahmslos das Einsatzgebiet der heutigen Hochfrequenzchirurgie.

Besonders vorteilhaft werden Hochfrequenzströme in der Chirurgie zum Abtragen von Gewebeteilen verwendet, wenn der Operationsort durch natürliche, oder kleine künstliche Körperöffnungen erreichbar ist, ein Skalpell aber nicht ohne großflächige Eröffnung des Körpers des Patienten angesetzt werden kann. Zum Beispiel können in der Urologie mit transurethral eingeführten Operationsinstrumenten und mit Hilfe von Hochfrequenzströmen Tumore aus der Blase abgetragen oder krankhafte Wucherungen der Prostata entfernt werden. In der Enterologie können auf ähnliche Weise z. B. Polypen von der Darmwand abgetrennt werden. Die Schneidelektrode des Operationsinstrumentes hat dabei nur solange eine Schneidwirkung, wie der den Hochfrequenzstrom liefernde Hochfrequenzgenerator aktiviert ist. Damit ist ein gefahrloses Einbrin-

gen und Entfernen des Operationsinstrumentes durch die Körperöffnungen gewährleistet. Besonders vorteilhaft ist, daß das Schneiden mit Hochfrequenzstrom weitgehend ohne Kraftwirkung vonstatten geht, wodurch aufwendige und platzintensive mechanische Konstruktionen zur Gewebefixierung im endoskopischen Bereich entfallen können. Ein weiterer, großer Vorteil ist die Möglichkeit mit der selben Anordnung schneiden und/oder Blutungen stillen (koagulieren) zu können, wodurch zeitintensive und umständliche Instrumentenwechsel entfallen.

Ein großes Problem in der Hochfrequenzchirurgie ist die richtige Dosierung der momentan applizierten Hochfrequenzleistung. Die für gute Schneidwirkung mindestens notwendige Hochfrequenzleistung kann sehr stark schwanken. Sie hängt von den Schnittparametern, wie der Gewebebeschaffenheit, der Leitfähigkeit und dem Wassergehalt des Gewebes, der Elektrodenform und Elektrodengröße, der Schnitttiefe, der Schnittgeschwindigkeit und weiteren Parametern ab, die alle im Laufe einer Operation gewissen, oft sehr abrupt auftretenden Änderungen unterworfen sind. Die übliche, aus der Erfahrung des Operateurs gewonnene Einstellung des Hochfrequenzgenerators führt daher im Mittel zu einer deutlich überhöhten Hochfrequenzleistung. Diese erhöhte Hochfrequenzleistung hat im wesentlichen zwei Auswirkungen. Zum einen birgt sie Gefahren, denen sich Operateur und Patient aussetzen müssen, wie beispielsweise bei der Transurethralen Resektion von Prostataadenomen der Gefahr von Verbrennungen im Augenbereich des Arztes oder im Harnleiter des Patienten aufgrund von Strömen über das Operationsinstrument. Zum anderen hat eine Erhöhung der zugeführten Leistung, gegenüber dem, zum Schneiden erforderlichen Mindestmaß eine stärkere Koagulation und/oder Karbonisation des Gewebes an der Schnittfläche zur Folge. Wegen der starken Schwankungen der Schnittparameter während eines Schnittes und der damit verbundenen Schwankungen der zum Schneiden erforderlichen Mindestleistung, können sich sehr starke Schwankungen der Schnittqualität, d. h. des Maßes an Koagulation und Karbonisation der Schnittländer ergeben. Diese geringe Reproduzierbarkeit kann selbst bei solchen Anwendungen äußerst störend sein, wo eine Koagulation prinzipiell erwünscht ist.

Aufgrund der beschriebenen Auswirkungen von Fehldosierungen der Hochfrequenzleistung beim Schneiden wäre eine Vorrichtung wünschenswert, die den Hochfrequenzgenerator so regelt, daß zu jedem Zeitpunkt nur die gerade zum Schneiden mit einem bestimmten Koagulationsgrad der Schnittländer erforderliche Leistung abgegeben wird.

Eine Vorrichtung zur Anpassung der Leistung beim Schneiden biologischen Gewebes mit Hochfrequenzstrom ist in der Deutschen Patentschrift P 25 04 280 beschrieben. Bei dieser Vorrichtung wird mit Hilfe einer Meßeinrichtung die Intensität des Lichtbogens zwischen der Schneidelektrode und dem zu schneidenden Gewebe festgestellt und das daraus abgeleitete elektrische Signal einer Regeleinrichtung zugeführt. Die Regeleinrichtung vergleicht dieses Signal mit dem Sollwertprogramm eines Sollwertgebers und leitet daraus eine Regelgröße ab, die die Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators so einstellt, daß die Intensität des Lichtbogens dem Sollwertprogramm folgt.

Die in industriellen Hochfrequenzgeneratoren für die Hochfrequenzchirurgie bisher verwendeten Realisierungen der o.g. Erfindung regeln ausnahmslos die Aus-

gangsspannung des Generators derart, daß die Intensität des Lichtbogens zwischen Schneidelektrode und Gewebe konstant ist. Es hat sich gezeigt, daß mit einer derartigen Regelung die Ausgangsleistung des Hochfrequenzgenerators wesentlich besser an die momentanen Erfordernisse angepaßt werden kann, so daß viele Gefahren für Operateur und Patient vermieden werden. Es zeigt sich jedoch andererseits, daß die Regelung einer konstanten Lichtbogenintensität zwar eine Verbesserung in Bezug auf eine Unabhängigkeit der Schnittqualität von den momentanen Schnittparametern zur Folge hat, es ergibt sich jedoch nach wie vor eine deutliche Restabhängigkeit des Koagulations- und Karbonisationsgrades der Schnittländer von den aktuellen Schnittparametern, insbesondere von der Schnittgeschwindigkeit und der Eintauchtiefe. Wie diese Restabhängigkeit beseitigt werden kann, war bislang nicht bekannt.

Um eine weitgehend von den Schnittparametern unabhängige Schnittqualität zu erhalten, muß die, je Flächeneinheit der Gewebeschnittflächen eingespeiste Energie nahezu konstant sein. Wissenschaftliche Untersuchungen der Erfinder zeigen, daß dies erreicht wird, wenn die Lichtbogenintensität zum Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators ins Verhältnis gebracht und dieses Verhältnis konstant geregelt wird. Nur so ist es möglich, eine von den momentanen Schnittparametern unabhängige Schnittqualität zu gewährleisten. Eine derartige Regelung ist bis heute in keinem industriell gefertigten Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie realisiert.

Im allgemeinen werden bei modernen Hochfrequenzgeneratoren für die Hochfrequenzchirurgie alle Regelungen von Ausgangssignalen über eine Regelung der Ausgangsspannung realisiert, da diese mit den anderen Ausgangssignalen zusammenhängt. So sind beispielsweise der Ausgangsstrom und die Ausgangsleistung des Generators über die Patientenimpedanz mit der Ausgangsspannung verknüpft. Die Lichtbogenintensität kann daher entsprechend dem Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators über eine Einstellung der Ausgangsspannung geregelt werden. Eine Möglichkeit zur Messung der Lichtbogenintensität ergibt sich durch Ausnutzung der gleichrichtenden Wirkung des Lichtbogens. Alternativ kann auch die Überschreitungshäufigkeit des Stromes über eine bestimmte Schwelle ausgenutzt werden, da der Strom beim Zünden eines Lichtbogens abrupt ansteigt. Die Intensität des Lichtbogens läßt sich jedoch am besten über eine Messung des Oberwellengehaltes im Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators ermitteln, der selbst bei sinusförmiger Generatorspannung aufgrund der nichtlinearen Kennlinie des Lichtbogens zustande kommt und dessen Größe von der Lichtbogenintensität abhängt. Diese Methode ist besonders vorteilhaft, da sie schnell ist, was es gestattet, auch schnelle Änderungen der Lichtbogenintensität zu verfolgen. Um Schnitte mit einem geringen Karbonisationsgrad zu erhalten, ist vorteilhafterweise das Verhältnis der Effektivwerte des Oberwellengehaltes im Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators zum gesamten Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators, das einem Klirrgrad k entspricht unterhalb eines Wertes von $k = 10\%$ konstant zu regeln. Gleichbedeutend ist es, das Verhältnis von Amplituden o. ä. konstant zu regeln.

Bei vielen Anwendungen der Hochfrequenzchirurgie wird Gewebe geschnitten, das sich in unmittelbarer Nähe eines anderen Gewebes befindet, das nicht verletzt

werden darf. So ist beispielsweise die Prostata, die den Harnleiter umgibt, von einer Schale, der Kapsel umgeben, ähnlich wie bei einer Orange das Fruchtfleisch von einer Schale umgeben ist. Bei der o.g. TUR wird die Prostata möglichst vollständig aus der Kapsel herausgeschält, um den durch die gewucherte Prostata behinderten Harnfluß wieder herzustellen. Die Kapsel jedoch, die den Harntrakt vom Bauchraum isoliert, darf dabei nicht durchtrennt werden. Eine solche Perforation ist endoskopisch nicht zu beheben und würde daher eine offene Operation erforderlich machen.

Gerade bei unerfahrenen Operateuren ist die Gefahr sehr groß, daß sie aus Versehen aus dem Prostatagewebe heraus- und in die Kapsel hineinschneiden. Um dabei eine Perforation der Kapsel zu vermeiden, wäre es, wie auch bei vielen anderen Anwendungen wünschenswert, wenn der Hochfrequenzgenerator erkennen würde, wenn aus der bisher geschnittenen Gewebeart heraus und in eine andere hineingeschnitten würde und darauf reagieren könnte. Eine solche Erkennung ist sinnvoll nur mit Hilfe der am Ausgang des Hochfrequenzgenerators meßbaren elektrischen Signale denkbar. Man weiß bereits, daß die momentan geschnittene Gewebeart sich auf die elektrischen Signale auswirkt. Bislang sind jedoch keine wissenschaftlichen Untersuchungen bekannt, die sich mit den gewebespezifischen Merkmalen der elektrischen Signale und deren Ursachen befassen. Es existiert kein Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie, der auch nur Ansätze zur Lösung des o.g. Problems beinhalten würde.

Daher ist es Aufgabe der hier beschriebenen Erfindung, beim Schneiden biologischen Gewebes mit Hochfrequenzstrom anhand der am Ausgang des Hochfrequenzgenerators meßbaren elektrischen Signale unterschiedliche Gewebearten zu differenzieren.

Grundlage der Erfindung sind umfangreiche wissenschaftliche Untersuchungen der Erfinder über die gewebespezifischen Merkmale in den elektrischen Signalen und deren Ursachen. Heutige Hochfrequenzgeneratoren für die Hochfrequenzchirurgie messen, wenn überhaupt, nur die, über viele Generatorperioden gemittelten Effektivwerte oder Amplituden der Ausgangsspannung und des Ausgangsstromes. Die Untersuchungen zeigen, daß damit kaum eine Gewebedifferenzierung möglich ist:

Bei oberflächlicher Betrachtung würde man die beste Möglichkeit zur Gewebedifferenzierung in der mittleren Impedanz, d. h. im Verhältnis aus den zeitlich gemittelten Effektivwerten von Spannung und Strom am Ausgang des Hochfrequenzgenerators vermuten. Tatsächlich verändert sich die mittlere Impedanz sehr stark in Einklang mit der elektrischen Leitfähigkeit von Gewebe zu Gewebe. So ist sie in einem Gewebe der halben Leitfähigkeit in etwa doppelt so groß. Trotzdem eignet sich die mittlere Impedanz alleine nicht zur Gewebedifferenzierung, da sich eine Verdoppelung ihres Betrages ebenso durch eine Halbierung der Eintauchtiefe der Schneidelektrode oder durch eine Senkung der Schnittgeschwindigkeit erzielen läßt. Aus welcher Schnittparameteränderung eine Änderung der mittleren Impedanz resultiert ist nicht eindeutig.

Die durchgeführten Untersuchungen haben gezeigt, daß sich wesentlich eindeutigere, gewebespezifische Kenngrößen in den elektrischen Signalen finden lassen. Erst durch geeignete Verknüpfung möglichst vieler gewebespezifischer Kenngrößen kann eine gute Gewebedifferenzierung erfolgen. Alle in Frage kommenden Kenngrößen können aus der Strom-Spannungs-Kennli-

nie beim Schneiden gewonnen werden. Sie erhält man, wenn sowohl die Spannung, als auch der Strom am Ausgang des Hochfrequenzgenerators mit Hilfe entsprechender Meßeinrichtungen mit hoher zeitlicher Auflösung, d. h. mit einer Abtastrate gemessen werden, die deutlich über der Generatorfrequenz liegt (zeitlich hochauflösende Meßeinrichtungen sind in bisherigen Hochfrequenzgeneratoren für die Hochfrequenzchirurgie unbekannt). So lassen sich durch nur zwei Meßeinrichtungen alle Kenngrößen gewinnen. Es ist jedoch auch denkbar, daß einige der gewebespezifischen Kenngrößen wie beispielsweise die mittlere Impedanz oder der zeitliche Mittelwert des Effektivwertes der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators über separate Meßeinrichtungen gewonnen werden, um Aufwand bei der Auswertung einzusparen.

Anhand der Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden lassen sich die verschiedensten gewebespezifischen Kenngrößen gewinnen. So läßt sich beispielsweise die vorangehend beschriebene, für sich wenig selektive mittlere Impedanz durch rechnerische Mittelung der Strom-Spannungs-Kennlinie über viele Perioden ebenso gewinnen wie momentane Verhältnisse der Werte von Spannung und Strom. Derartige momentane Impedanzen und deren Veränderung beispielsweise vom Zeitpunkt des Nulldurchganges der Spannung bei dem kein Lichtbogen brennt hin zum Zeitpunkt maximaler Spannung wo ein maximaler Lichtbogen brennt zeigen eine wesentlich höhere Selektivität als zeitlich gemittelte Impedanzen.

Stark gewebeselektiv ist beispielsweise auch das Maß an Hysterese der Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden verschiedener Gewebe. So zeigt sie beispielsweise beim Schneiden von Muskel eine ausgeprägte Hysterese, während beim Schneiden von Lebergewebe kaum eine echte Hysterese vorhanden ist. Nicht ganz so selektiv ist das Maß an Unsymmetrie der Kennlinie zwischen ihrem positiven und negativen Ast. Sie entsteht durch die unterschiedlichen Austrittsarbeiten vom Metall der Schneidelektrode und dem Gewebe. Da in Bezug auf die Austrittsarbeit auch zwischen den verschiedenen Geweben Unterschiede bestehen, ist auch das Maß an Unsymmetrie der Strom-Spannungs-Kennlinie gewebespezifisch unterschiedlich.

Eine weitere, stark selektive Kenngröße läßt sich gewinnen, wenn die Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators so geregelt wird, daß die Schnittqualität unabhängig von der momentan geschnittenen Gewebeart konstant ist. Wie oben beschrieben, wird dies durch eine Regelung auf konstanten Klirrgrad erreicht. Je nach den elektrischen Eigenschaften der unterschiedlichen Gewebe stellt die Klirrgradregelung eine bestimmte Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators ein, die zur Erzeugung der Schnittqualität erforderlich ist. Der Betrag dieser Spannung zeigt eine starke Abhängigkeit von der Gewebeart, jedoch nur eine geringe Abhängigkeit von Änderungen der sonstigen Schnittparameter, wie der Eintauchtiefe. Er kann entweder aus der Strom-Spannungs-Kennlinie gewonnen werden, oder aber direkt aus dem Sollwert der Klirrgradregelung.

Mit Hilfe einer Auswerteeinrichtung lassen sich die gewebespezifischen Kenngrößen aus der Strom-Spannungs-Kennlinie gewinnen und miteinander zu einem, für die momentan geschnittene Gewebeart typischen Ausgangssignal verknüpfen. Um auch bei wenig unterschiedlichen Geweben zu einer möglichst hohen Selektivität zu gelangen, ist die Verknüpfung möglichst vieler

gewebeselektiver Kenngrößen am vorteilhaftesten. Es sind jedoch auch Realisierungen denkbar, bei denen nur einzelne Kenngrößen, wie der mittlere Effektivwert der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators der/ und die Hysterese der Strom-Spannungs-Kennlinie zur Differenzierung herangezogen werden. Vorteilhafterweise hat die Auswerteeinrichtung Rechnercharakter, da auf diese Weise aufwendige Elektronik vermieden werden.

Zur Auswertung der Hysterese der Strom-Spannungs-Kennlinie oder des Maßes an Unsymmetrien in dieser Kennlinie ist es besonders vorteilhaft, wenn die Auswerteeinrichtung mittels Fourieranalyse die harmonischen in Spannung und Strom nach Betrag und Phase ermittelt. Die Gewinnung eines gewebetypischen Ausgangssignales aus den Einzelkenngrößen selbst kann in unterschiedlichster Art und Weise erfolgen. Besonders vorteilhaft ist eine Auswertung der Kenngrößen mit Hilfe der Methoden der Mustererkennung, da hierdurch eine möglichst optimale Selektivität erreicht wird. Ebenso ist jedoch eine Auswertung über eine Bildverarbeitung denkbar. Weniger vorteilhaft, für manche Anwendungen jedoch ausreichend ist auch eine Auswertung durch eine multiplikative Verknüpfung der, mit charakteristischen Faktoren bewerteten Kenngrößen der Strom-Spannungs-Kennlinie.

Besonders vorteilhaft für viele Anwendungen ist eine Realisierung des Hochfrequenzgenerators, bei der dieser seine Ausgangsspannung selbsttätig auf einen geringen Wert regelt, sobald eine schnelle und/oder starke, nachhaltige Änderung des Ausgangssignales der Auswerteeinrichtung einen Wechsel der momentan geschnittenen Gewebeart anzeigt. Ebenso sind Realisierungen denkbar, bei denen der Hochfrequenzgenerator einen solchen Wechsel lediglich akustisch und/oder visuell anzeigt.

Des weiteren sind Realisierungen denkbar, wo die, in der Auswerteeinrichtung gewonnenen, gewebeselektiven Kenngrößen verglichen werden mit solchen, die in vorangegangenen Versuchsreihen als typisch für bestimmte Gewebearten erkannt und in einem Speicher in der Auswerteeinrichtung abgelegt wurden. Das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung hängt vom Ergebnis dieses Vergleichs ab.

Zur weiteren Verdeutlichung der Erfindung sind noch Zeichnungen beigelegt. Es zeigen:

Fig. 1 Prinzipschaltbild des Hochfrequenzgenerators für die Hochfrequenzchirurgie nach der Erfindung.

Fig. 2 Typische Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden in Muskel.

Fig. 3 Typische Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden in Leber.

In Fig. 1 ist das Prinzipschaltbild des Hochfrequenzgenerators für die Hochfrequenzchirurgie nach der Erfindung dargestellt. Der Hochfrequenzgenerator verfügt zunächst in bekannter Weise über einen regelbaren Hochfrequenz-Leistungszusatz (6), eine Meßeinrichtung (2), mit deren Hilfe die zur Regelung des Hochfrequenzgenerators erforderlichen Ausgangsgrößen des Hochfrequenzgenerators, wie der Effektivwert (I) des Ausgangsstromes, der Effektivwert (U) der Ausgangsspannung oder der Klirrgrad (k) im Ausgangsstrom gemessen werden und über eine Regeleinrichtung (1) zur Einstellung der momentanen elektrischen Ausgangsgrößen des Hochfrequenzgenerators. Der zum Schneiden benötigte Hochfrequenzstrom wird über die Schneidelektrode (7) in das Gewebe des Patienten (8) eingespeist und fließt zur Neutralen Elektrode (9) ab.

Die Regeleinrichtung (1) erhält die zeitabhängigen Sollwerte der Ausgangssignale des Hochfrequenzgenerators von einem Sollwertprogramm (10) und generiert aus dem Vergleich mit den, von der Meßeinrichtung (2) gewonnenen Meßwerten der aktuellen Größen der Ausgangssignale des Hochfrequenzgenerators einen Sollwert für die Spannung (U_{Soll}), die der regelbare Hochfrequenz-Leistungssoszillator (6) abgeben soll. Zusätzlich verfügt der Hochfrequenzgenerator erfindungsgemäß über zwei weitere Meßeinrichtungen. Meßeinrichtung (3) mißt den Momentanwert der Ausgangsspannung $u(t)$ des Hochfrequenzgenerators mit hoher zeitlicher Auflösung und erzeugt ein, diesem entsprechendes Ausgangssignal. Meßeinrichtung (4) mißt den Momentanwert des Ausgangsstromes $i(t)$ des Hochfrequenzgenerators mit hoher zeitlicher Auflösung und erzeugt ein, diesem entsprechendes Ausgangssignal. Eine Auswerteeinrichtung (5) leitet aus den Ausgangssignalen der Meßeinrichtungen (3) und (4) mindestens eine, idealerweise jedoch mehrere gewebe selektive Kenngrößen ab und gewinnt daraus ein Ausgangssignal, das ein Maß für die momentan geschnittene Gewebeart ist. Dieses Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung (5) wird beispielsweise einer Anzeigeeinrichtung (11) zugeführt, die einen Wechsel der Gewebeart anzeigt. Additiv oder Alternativ wird das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung (5) der Regeleinrichtung (1) zugeführt, die im Falle eines Wechsels der Gewebeart die Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators auf einen niedrigeren Wert einstellt oder den Hochfrequenz-Leistungssoszillator (6) abschaltet. Alle Ausgangssignale, die die Meßeinrichtung (2) gewinnt, können auch von den Ausgangssignalen der Meßeinrichtungen (3) und (4) abgeleitet und der Regeleinrichtung zur Verfügung gestellt werden, wodurch Meßeinrichtung (2) entfallen kann. Andererseits wird durch Meßeinrichtung (2) die Auswerteeinrichtung (5) entlastet. Darüber hinaus kann es je nach Anwendung günstig sein, wenn Signale, die zur Gewebedifferenzierung in der Auswerteeinrichtung (5) erforderlich sind direkt gemessen und dieser zugeführt werden, wie beispielsweise die Effektivwerte von Ausgangsspannung und Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators mit Hilfe von Meßeinrichtung (2). Welche Realisierungsform hier am günstigsten ist hängt von der jeweiligen Anwendung ab.

In Fig. 2 ist die Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden in Muskelgewebe dargestellt, die entsteht, wenn innerhalb einer HF-Periode für viele Meßpunkte der momentane Ausgangsstrom $i(t)$ über der momentanen Ausgangsspannung $u(t)$ des Hochfrequenzgenerators aufgetragen wird. Die Kennlinie zeigt eine ausgeprägte Hysterese und sie wird zeitlich gegen den Uhrzeigersinn durchlaufen.

In Fig. 3 ist die Strom-Spannungs-Kennlinie beim Schneiden in Lebergewebe dargestellt, die entsteht, wenn innerhalb einer HF-Periode für viele Meßpunkte der momentane Ausgangsstrom $i(t)$ über der momentanen Ausgangsspannung $u(t)$ des Hochfrequenzgenerators aufgetragen wird. Die Kennlinie zeigt wesentliche Unterschiede im Vergleich zu der von Fig. 2. Daraus lassen sich verschiedene gewebe selektive Kenngrößen ableiten. So zeigt die Kennlinie beim Schneiden in Leber zwar auch eine Hysterese, jedoch wird sie zeitlich im Uhrzeigersinn durchlaufen. Dieser umgekehrte Durchlaufsinne zeigt, daß die Öffnung dieser Kennlinie lediglich auf den kapazitiven Eigenschaften des Gewebes und der Lichtbogenstrecke beruht. Eine echte Hysterese ist beim Schneiden in Lebergewebe im Gegensatz zum

Schneiden in Muskelgewebe kaum vorhanden. Das Maß an Hysterese ist eine Kenngröße für die momentan geschnittene Gewebeart. Es kann beispielsweise mittels Fourieranalyse oder über eine Bildverarbeitung ausgewertet werden. Beide Gewebearten wurden mit den gleichen mechanischen Schnittparametern und mit gleichem, konstantem geregelterm Klirrgrad geschnitten. Es zeigt sich, daß zum Schneiden in Leber dabei eine wesentlich höhere Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators notwendig ist als zum Schneiden in Muskel. Der Effektivwert oder die Amplitude dieser Spannung ist ebenfalls der Kennlinie zu entnehmen, kann jedoch auch explizit gemessen werden, um die Auswerteeinheit zu entlasten. Darüber hinaus lassen sich aus der Strom-Spannungs-Kennlinie weitere gewebe selektive Kenngrößen gewinnen. So kann beispielsweise durch zeitliche Mittelung über viele Perioden die mittlere Impedanz bestimmt werden, die bei gleichen Schnittparametern ebenfalls stark von der Gewebeart abhängt. Bereits am Unterschied zwischen positiver Spannungsamplitude U_+ und negativer Spannungsamplitude U_- zeigt sich eine Unsymmetrie der Kennlinie. Sie ergibt sich aufgrund unterschiedlicher Austrittsarbeiten aus dem Metall der Elektrode und dem Gewebe. Ihr Maß ist kennzeichnend für die Gewebeart und kann über eine Fourieranalyse aus dem Maß an geradzahligem Harmonischen der Generatorfrequenz im Strom abgeleitet werden. Auch der auf kapazitiven Effekten beruhende Teil der Kennlinienöffnung ist gewebe typisch, da er zumindest zum Teil auf den kapazitiven Eigenschaften des Gewebes beruht. Diese sind beispielsweise bei einem kleinzelligen Gewebe deutlich ausgeprägter als bei einem grobzelligen Gewebe. Ebenso ist der differentielle Widerstand im Nulldurchgang der Generatorspannung, der sich aus dem Plasmawiderstand bei nicht brennendem Lichtbogen und dem Gewebewiderstand zusammensetzt abhängig von den Gewebeeigenschaften, insbesondere von dessen Leitfähigkeit. Weitere gewebe spezifische Kenngrößen lassen sich aus dem Verhalten der differentiellen Impedanz zu verschiedenen Zeitpunkten ableiten. So zeigt sich beim Schneiden in Muskel kurz vor dem Erreichen des Spannungsmaximums ein sehr geringer differentieller Widerstand, während dessen Betrag beim Schneiden in Lebergewebe wesentlich größer ist.

Patentansprüche

1. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie mit einer Regeleinrichtung (1) zur Einstellung des momentanen Effektivwertes (U) der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators, dadurch gekennzeichnet, daß der Hochfrequenzgenerator über eine erste Meßeinrichtung (3) verfügt, die den Momentanwert der Ausgangsspannung $u(t)$ des Hochfrequenzgenerators mit hoher zeitlicher Auflösung mißt und ein, diesem entsprechendes Ausgangssignal abgibt, und daß der Hochfrequenzgenerator über eine zweite Meßeinrichtung (4) verfügt, die den Momentanwert des Ausgangsstromes $i(t)$ des Hochfrequenzgenerators mit hoher zeitlicher Auflösung und annähernd synchron mit der ersten Meßeinrichtung mißt und ein, diesem entsprechendes Ausgangssignal abgibt, und daß der Hochfrequenzgenerator eine Auswerteeinrichtung mit Rechnercharakter (5) besitzt, der die Ausgangssignale der ersten und zweiten

Meßeinrichtung zugeführt werden, und die die sich daraus innerhalb der Periode der Hochfrequenzschwingung ergebende zeitliche Strom-Spannungs-Kennlinie ausgewertet, und die daraus ein Ausgangssignal (12) gewinnt, dessen Größe charakteristisch für die momentan geschnittene Gewebeart ist.

2. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung mittels Fourieranalyse die Harmonischen in Spannung und Strom nach Betrag und Phase ermittelt und die Amplituden- und Phasenbeziehungen der einzelnen Harmonischen untereinander, sowie die quadratischen Mittelwerte von Spannung und Strom, das Verhältnis der quadratischen Mittelwerte von Spannung und Strom, die Momentanwerte von Spannung und Strom und die Verhältnisse der Momentanwerte von Spannung und Strom auswertet und daraus mehrere, für die Strom-Spannungs-Kennlinie charakteristische Kenngrößen ableitet und aus mindestens einer dieser Kenngrößen, vorzugsweise jedoch aus einer Kombination mehrerer dieser Kenngrößen ihr Ausgangssignal gewinnt.

3. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung den quadratischen Mittelwert (U) der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators auswertet, wenn der quadratische Mittelwert (U) der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators mit Hilfe der Regelung derart eingestellt wird, daß sich ein konstanter Klirrgrad (k) im Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators ergibt und daß das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung vom quadratischen Mittelwert (U) der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators abhängt.

4. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung gebildet wird durch multiplikative Verknüpfung der, mit charakteristischen Faktoren bewerteten Kenngrößen der Strom Spannungs-Kennlinie.

5. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung gebildet wird aus den gewonnenen Kenngrößen mit Hilfe der Methoden der Mustererkennung.

6. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Hochfrequenzgenerator über eine Anzeigeeinrichtung verfügt, die schnelle und/oder starke Änderungen im Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung anzeigt.

7. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Effektivwert (U) der Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators gering eingestellt wird, wenn eine schnelle und/oder starke Änderung des Ausgangssignales der Auswerteeinrichtung erfolgt.

8. Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung die Kenngrößen der Strom-Spannungs-Kennlinie vergleicht mit solchen, die empirisch als charakteristisch für

bestimmte Gewebearten ermittelt und in einem Speicher in der Auswerteeinrichtung abgelegt wurden und daß das Ausgangssignal der Auswerteeinrichtung vom Ergebnis dieses Vergleichs abhängt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

Fig. 1:

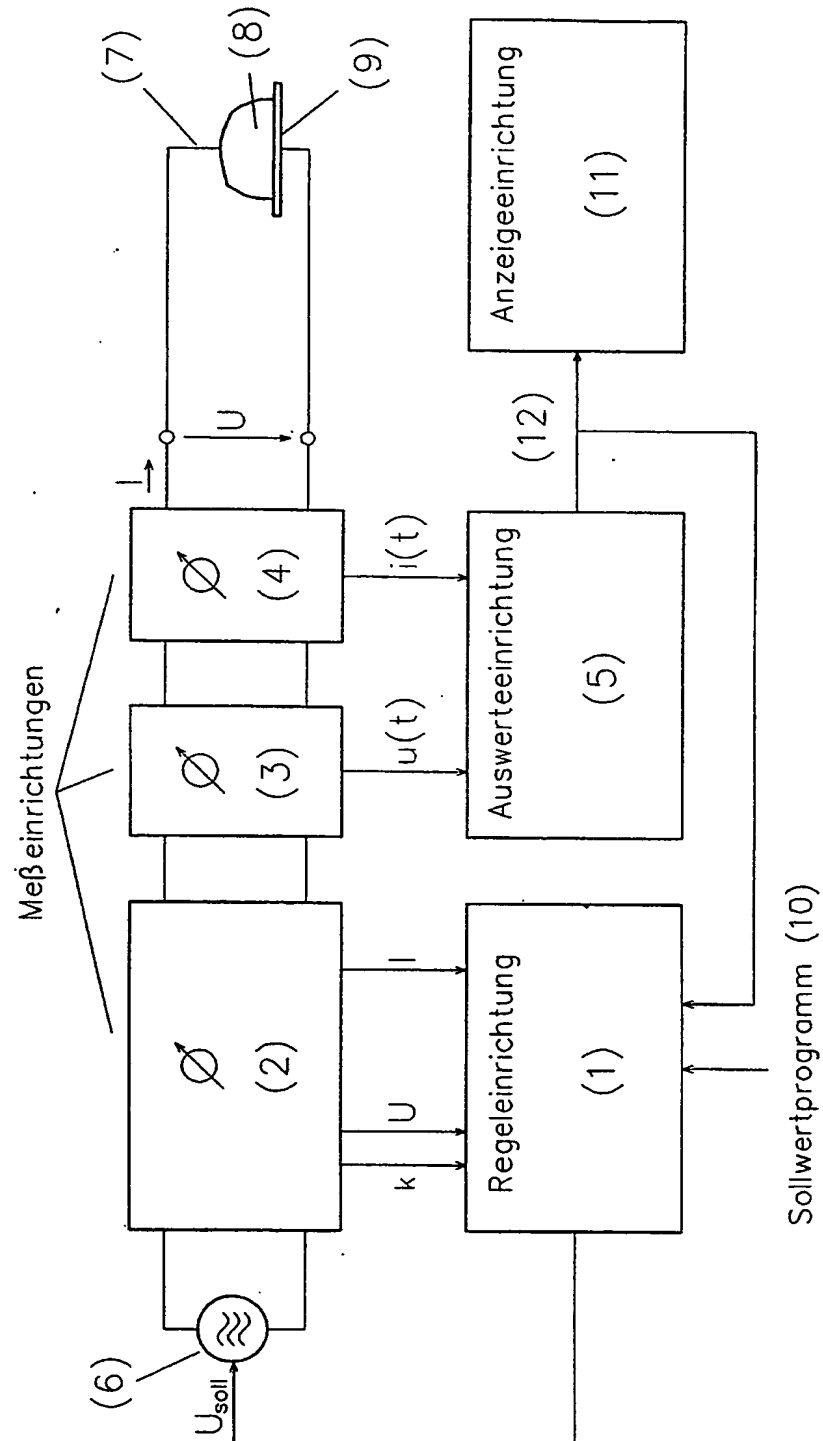


Fig. 2:

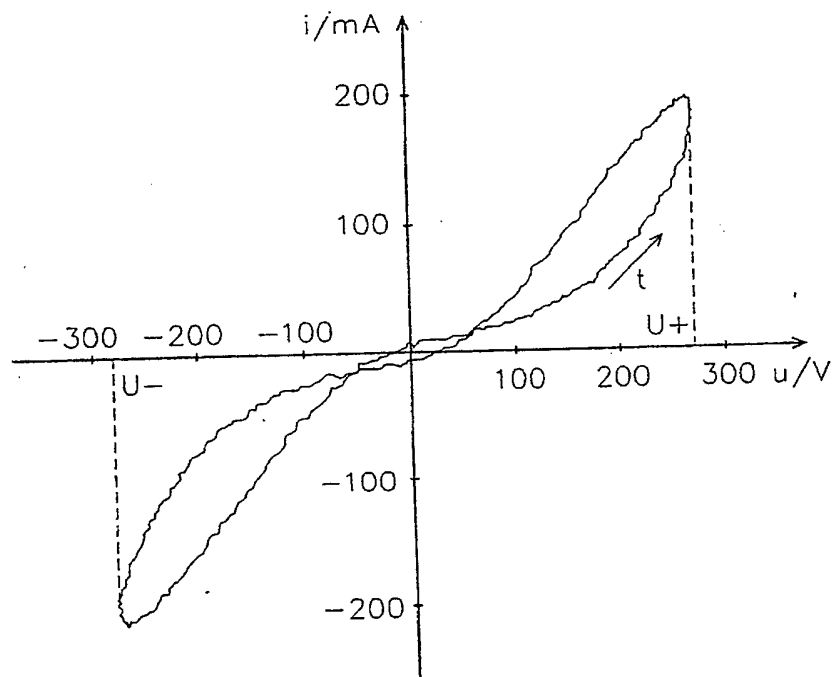


Fig. 3:

